

3/5/2

DIALOG(R) File 351:Derwent WPI

(c) 2004 Thomson Derwent. All rts. reserv.

001235771

WPI Acc No: 1975-B9554W/197508

**Dialysis pump control system - produces output proportional to blood available by varying motor current.**

Patent Assignee: SANDOZ SA (SANO )

Number of Countries: 011 Number of Patents: 012

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
BE 820223	A	19750116				197508 B
DE 2445403	A	19750403				197515
NL 7412448	A	19750326				197515

SE 7411684	A	19750421				197520
US 3882861	A	19750513				197521
DK 7404853	A	19750520				197525
FR 2244546	A	19750523				197526
DD 115038	A	19750912				197550
CH 582519	A	19761214				197702
GB 1487242	A	19770928				197739
IT 1022226	B	19780320				197828
DE 2445403	C	19830901				198336

Priority Applications (No Type Date): US 73399904 A 19730924

Abstract (Basic): BE 820223 A

The motor-driven pump circulates blood through an external dialysis unit, and the current supplied to it is varied in proportion to the rate of blood flow upstream of the pump. Typically this can be achieved by a transducer connected to the blood passage from patient to pump, and producing an electrical signal proportional to the blood available. This signal is compared with a reference value to produce a proportional output signal controlling a switch producing a series of impulses. The duration of each impulse is proportional to the output signal, and the pump speed is a direct function of the impulse duration.

Title Terms: DIALYSE; PUMP; CONTROL; SYSTEM; PRODUCE; OUTPUT; PROPORTION; BLOOD; AVAILABLE; VARY; MOTOR; CURRENT

Derwent Class: P34; T06

International Patent Class (Additional): A61M-001/03; G05D-007/06

File Segment: EPI; EngPI

**BEST AVAILABLE COPY**

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :

(A n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction).

**2 244 546**

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 74 31876**

(54) Dispositif de commande pour la pompe d'un système d'hémodialyse.

(51) Classification internationale (Int. Cl.<sup>2</sup>). A 61 M 1/03.

(22) Date de dépôt ..... 20 septembre 1974, à 15 h 47 mn.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *Demande de brevet déposée aux États-Unis d'Amérique le  
24 septembre 1973, n. 399.904 aux noms de Donald E. Kettering et Morris E. Jones.*

(41) Date de la mise à la disposition du  
public de la demande ..... B.O.P.I. — «Listes» n. 16 du 18-4-1975.

(71) Déposant : Société dite : SANDOZ S.A., résidant en Suisse.

(72) Invention de :

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Beau de Loménie, 55, rue d'Amsterdam, 75008 Paris.

La présente invention concerne un dispositif de commande pour une pompe à sang. Plus particulièrement, l'invention concerne un dispositif de commande auxiliaire perfectionné pour une pompe à sang extracorporelle telle que celles utilisées pour l'hémodialyse. L'invention concerne aussi un nouveau dispositif pour commander la vitesse de la pompe à sang d'un système d'hémodialyse extracorporelle.

De nombreux types d'insuffisance rénale influent sur la fonction des reins au point que les reins cessent d'éliminer les déchets et l'excédent d'eau du sang. Quand les reins sont suffisamment déficients pour qu'une partie importante des déchets et de l'eau ne soient pas évacués du sang, la vie du patient ne peut être préservée que si un moyen est utilisé pour assurer artificiellement par hémodialyse extracorporelle les fonctions du rein déficient.

La plupart des appareils d'hémodialyse nécessitent l'utilisation d'une pompe à sang pour assurer une pression supplémentaire du sang extrait afin de le faire passer à travers l'appareil d'hémodialyse. Un problème important rencontré avec les pompes à sang et l'appareil de commande associé est l'inaptitude de ces appareils à assurer un temps minimal pour la dialyse tout en empêchant simultanément l'arrêt du fonctionnement de la pompe et l'aplatissement résultant des canalisations d'alimentation en sang. Le sang doit être extrait du patient avec une vitesse suffisante pour réduire le temps nécessaire pour la dialyse. Cependant, quand l'alimentation en sang par le patient est insuffisante pour alimenter la pompe à sang, les canalisations pour le sang et même les vaisseaux sanguins du patient s'aplatissent, ce qui interrompt l'hémodialyse efficace jusqu'au rétablissement de l'écoulement approprié de sang. L'aplatissement des canalisations pour le sang résultant d'une alimentation insuffisante en sang pour une pompe à sang devant fonctionner d'une façon continue est appelée blocage de la pompe. Pour éviter l'alimentation insuffisante de la pompe demandant du temps, et parfois dangereuse, il a été nécessaire de régler la vitesse de la pompe bien en dessous des vitesses optimales afin d'obtenir une marge large de sécurité afin d'éviter l'insuffisance de la pompe. Même avec cette précaution, il est cependant courant que le débit de sang à partir du patient ait des fluctuations appréciables pendant la dialyse. Par suite, le médecin assistant doit choisir entre (a) la réduction de la vitesse de la pompe pour permettre le débit le plus faible possible de sang comme marge de sécurité en augmentant ainsi appréciablement le temps nécessaire pour la dialyse, et (b) le risque

d'aplatissement des canalisations pour le sang et de l'interruption prématurée de la dialyse du fait de l'arrêt de la pompe dans le cas d'une chute du débit de sang à partir du patient.

Il a été essayé de former une pompe pouvant compenser les variations de la quantité disponible de sang pendant que le patient est soumis à la dialyse. L'une de ces tentatives comporte l'utilisation d'un appareil de régulation pas à pas qui modifie seulement le volume de sang pompé par une série de pas séparés, sans permettre une variation continue du volume de sang pompé. Ce type de pompe et le dispositif de commande associé nécessitent un niveau de seuil de variations de la pression pour qu'un effet de réaction ait lieu.

Un appareil de commande d'un autre type comporte une pompe spéciale capable mécaniquement d'augmenter la force exercée sur un réservoir à sang pouvant s'affaïsser afin d'augmenter la pression du sang provenant du réservoir.

Une difficulté principale constatée au cours des tentatives pour obtenir la régulation de la pompe résulte du remplacement de tous les systèmes de commande de la pompe et/ou des pompes à sang. Jusqu'à la présente invention il n'a pas été possible de faire varier de façon continue le débit d'une pompe à sang à écoulement continu en réponse à la disponibilité du sang tout en conservant la pompe à sang habituelle et le dispositif de commande associé.

La présente invention a pour objet un appareil pour faire varier de façon continue le débit d'une pompe à sang utilisée pour l'hémodialyse, en réponse aux variations du courant de sang provenant du patient, afin d'augmenter au maximum le taux d'hémodialyse tout en empêchant le manque d'alimentation de la pompe. De plus, l'invention a pour objet un appareil pouvant assurer la fonction considérée ci-dessus en combinaison avec des pompes à sang et des dispositifs de commande existant déjà.

Conformément à l'invention, un dispositif de commande pour une pompe à sang, répondant aux variations du débit de sang, comporte une pompe à sang ayant un dispositif pour la connexion à une source de courant électrique pour refouler le sang à travers un système d'hémodialyse extracorporelle, et un dispositif faisant varier le courant, interposé électriquement entre la source de courant et la pompe à sang, pour faire varier sélectivement de façon continue l'énergie électrique fournie à la pompe à sang à partir de la source de courant, l'importance de la variation étant proportionnelle au débit de sang en amont de la pompe à sang.

Plus particulièrement, l'invention concerne un dispositif de commande pour une pompe à sang répondant aux variations de l'écoulement du sang, ce dispositif comportant une pompe à sang pour refouler le sang à travers un système extracorporel d'hémodialyse et comportant un conduit conducteur de sang, un dispositif de raccordement pour connecter la pompe à sang à une source de courant, un dispositif de couplage interposé entre la source de courant et la pompe à sang et comportant un moyen pour coupler de façon détachable la pompe à sang à la source de courant à travers ce moyen, un dispositif détecteur situé dans le conduit conducteur de sang pour contrôler la disponibilité de sang extracorporel vers la pompe en amont de la pompe, et un dispositif de réponse répondant au dispositif détecteur pour faire varier sélectivement et continuellement la quantité de courant électrique fourni à la pompe à sang par la source de courant, l'importance de la variation étant constamment proportionnelle au débit extracorporel de sang en amont de la pompe à sang pendant la dialyse.

Le dispositif faisant varier le courant peut comporter un transducteur couplé à un conduit pour le sang faisant passer le sang du patient à la pompe à sang, et produisant un signal électrique représentant la disponibilité de sang pour la pompe, un dispositif de comparaison pour comparer le signal du transducteur à un signal de référence prédéterminé, et produisant un signal sortant proportionnel, et un dispositif de commutation répondant au signal sortant du dispositif comparateur pour produire un train d'impulsions périodiques, la durée de chaque impulsion étant proportionnelle au signal sortant du dispositif de comparaison et la vitesse de la pompe à sang étant une fonction directe de la durée de l'impulsion.

Le dispositif transducteur peut comporter un dispositif d'établissement de moyenne pour établir la moyenne des pressions systoliques et diastoliques.

Le dispositif de commande de la pompe à sang selon l'invention peut de plus comporter un dispositif détecteur pour détecter la pression négative du sang en amont de la pompe, le dispositif de commutation comportant des moyens pour (a) produire une impulsion de durée moyenne quand le signal sortant proportionnel est à un niveau de référence initial représentant une pression négative prédéterminée du sang, (b) réduire la durée de l'impulsion quand le signal sortant proportionnel indique un débit réduit du sang du patient, représenté par une valeur négative supérieure de la pression du sang, et (c) augmenter la durée de l'impulsion quand le signal

sortant proportionnel indique une augmentation du débit de sang du patient représenté par une décroissance de valeur négative de la pression du sang. Le dispositif de commutation peut de plus comporter des dispositifs pour fermer le circuit entre la pompe et l'alimentation correspondante en courant pendant la durée de chaque impulsion.

Le dispositif de comparaison considéré ci-dessus peut comporter un amplificateur opérationnel.

Le dispositif de commande de la pompe à sang selon l'invention peut de plus comporter un dispositif pour mettre fin au fonctionnement de la pompe à sang quand le débit de sang est réduit en dessous d'une valeur prédéterminée.

Les caractéristiques de l'invention ressortiront plus particulièrement de la description suivante, donnée à titre d'exemple, et faite en se référant au dessin annexé, sur lequel :

- la figure 1 est le schéma général d'un dispositif de commande selon un mode de mise en oeuvre de l'invention,
- la figure 2 représente la forme d'un signal au point A de la figure 1 montrant en particulier le signal quand le débit de sang à partir du patient a augmenté pendant la dialyse, et
- la figure 3 représente la forme d'un signal au point A de la figure 1 quand le débit de sang à partir du patient a diminué pendant la dialyse.

La figure 1 représente le schéma général d'un dispositif de commande auxiliaire 20 pour une pompe à sang. Une caractéristique de l'invention est la possibilité d'utiliser des pompes à sang existant déjà et les dispositifs de commande associés. Par suite, l'alimentation en courant 35, le dispositif de commande de la pompe 39 et la pompe à sang 37 sont représentés schématiquement sur la figure 1 mais ne font pas partie de l'invention.

Le sang est continuellement refoulé à partir du patient à travers le dialyseur par la pompe à sang 37. Par suite, une pression négative existera dans les canalisations pour le sang en amont de la pompe. Si l'écoulement du sang du patient est limité par un rétrécissement, un caillot, une hypotension ou une autre condition commune, la pression négative en amont de la pompe augmentera proportionnellement. Inversement, la pression négative décroît quand le sang est davantage disponible pour la pompe.

l'amplitude du signal sortant de l'amplificateur opérationnel. Un dispositif courant, disponible facilement, pour assurer la fonction du commutateur électronique peut être une source de courant commandée telle qu'un transistor unijonction avec une capacité de mesure du temps extérieure entre la base et l'émetteur et agissant pour déclencher un dispositif approprié.

La source de courant de l'amplificateur opérationnel du comparateur est un générateur d'impulsion 34 qui produit un signal de tension de forme générale rectangulaire provoquant l'établissement et la coupure du signal sortant de l'amplificateur opérationnel à une fréquence constante. N'importe quel générateur d'impulsions ayant une tension sortante suffisante pour commander l'amplificateur opérationnel peut convenir.

Il sera remarqué que le signal de l'amplificateur opérationnel est formé d'impulsions périodiques d'une amplitude proportionnelle à la somme du signal de référence et de la moyenne du signal du transducteur. La durée de fermeture du commutateur 36 est d'autant plus élevée que le signal sortant du comparateur est supérieur, et inversement la durée de fermeture du commutateur 36 est d'autant plus faible que le signal du comparateur est plus faible. Comme le montre la figure 1, le courant d'alimentation pour la pompe à sang et le dispositif de commande de la pompe sont transmis à travers le commutateur électronique 36. Les signaux représentés sur les figures 2 et 3 sont ceux apparaissant au point A de la figure 1 en supposant une alimentation en courant alternatif telle que celle d'un réseau électrique courant. Les parties hachurées des courbes représentent les parties au cours desquelles le commutateur électronique 36 est ouvert. Quand le commutateur 36 est fermé, il le reste jusqu'à ce que le cycle du courant alternatif passe par zéro. Comme le commutateur 36 est ouvert pendant la plus grande partie du cycle de courant alternatif de la figure 3, l'énergie fournie à la pompe par l'alimentation en courant 35 par l'intermédiaire du circuit de commande 39 est relativement faible. Par suite, la pompe 37 fonctionne lentement. Inversement, quand le commutateur 36 est fermé pendant la plus grande partie du cycle de courant alternatif (figure 2) l'énergie fournie au dispositif de commande 39 est relativement importante et la pompe à sang 37 fonctionne d'une façon relativement rapide.

Le dispositif de commande de la pompe à sang existant déjà reste utile pour établir les limites supérieures de la vitesse de la pompe à sang. Cependant, l'invention assure une compensation immédiate et continue

de la vitesse de la pompe à sang en réponse aux variations du débit de sang à partir du patient. Quand le débit de sang décroît, le signal sortant du comparateur 10 décroît et par suite le commutateur électronique 36 ne permet qu'une proportion plus faible de courant d'alimentation de la pompe vers la pompe à sang (voir figure 3). De même, si le débit de sang à partir du patient augmente pendant la dialyse, la quantité de courant fournie à la pompe à sang augmente, ce qui augmente la vitesse de la pompe (voir figure 2). Par suite, le blocage de la pompe résultant de l'aplatissement des canalisations du sang et des vaisseaux sanguins du fait d'une dépression sera évité parce que la pompe 37 fonctionne seulement à la vitesse maximale permise par l'alimentation disponible en sang.

En utilisant la présente invention, le patient est relié au dialyseur par une méthode classique, la canalisation d'alimentation 24 étant normalement en communication directe avec le circuit pour le sang du dialyseur en amont de la pompe. Suivant une méthode préférée, le dispositif de commande auxiliaire 20 est d'abord inhibé afin qu'il n'ait aucun effet sur le courant envoyé de l'alimentation 35 au dispositif de commande 39 de la pompe. En variante, le dispositif de commande auxiliaire 20 peut rester en service, le dispositif de commande de référence initiale 32 étant réglé au maximum pour ne pas gêner le choix d'un courant maximal désirable vers le circuit de commande 39.

Ensuite, la pompe à sang 37 est mise en marche et sa vitesse est augmentée en réglant le dispositif de commande 39 de la pompe pour le débit maximal désiré de sang. Le débit maximal désiré de sang peut être contrôlé en examinant l'indicateur de pression négative 23 et en augmentant la vitesse de la pompe à sang jusqu'à ce que la pression négative atteigne le niveau prescrit par le médecin. En variante, le débit maximal désiré peut être obtenu en augmentant la vitesse de la pompe jusqu'à ce que la canalisation pour le sang ou l'accumulateur associé soit aplati, et en réduisant ensuite légèrement la vitesse de la pompe à sang 37 au moyen du dispositif de commande 39 jusqu'à obtenir le débit total.

Quand le débit maximal désiré a été établi dans la pompe à sang 37, le dispositif de commande auxiliaire 20 est mis en marche en réglant le dispositif de commande de référence initiale 32 au moins jusqu'à ce qu'il apparaisse d'après l'indicateur de pression négative 23 que le dispositif de commande auxiliaire 20 contrôle le débit de sang pratiquement au maximum désiré établi par le dispositif de commande 39 de la pompe. Il a



été constaté qu'il est fréquemment désirable de régler la commande de référence initiale pour une indication spécifique de la pression négative représentant un débit désirable du sang.

Quand la commande de référence initiale a été réglée,  
5 le dispositif de commande auxiliaire 20 fait varier de façon continue la vitesse de la pompe à sang pour maintenir la pression négative au niveau prédéterminé. Par suite, si le débit de sang à partir du patient décroît, le dispositif de commande auxiliaire 20 réduit la vitesse de la pompe à sang 37 afin que la valeur de la pression négative ne change pas apprécia-  
10 blement. Inversement, si le débit de sang à partir du patient augmente, le dispositif de commande auxiliaire 20 augmente la vitesse de la pompe à sang et empêche la variation appréciable de la valeur de la pression négative.

Le montage le plus avantageux pour un système selon l'in-  
15 vention est une boîte (non représentée) comportant un connecteur électrique pour la fiche d'une pompe à sang classique et de son dispositif de commande, un appareil de mesure pour indiquer la pression négative et un cadran gradué pour marquer la commande de référence initiale. Bien entendu, différents commutateurs de courant des lampes de signalisation ou d'autres dispositifs  
20 indicateurs peuvent être utilisés pour contrôler le fonctionnement du circuit.

Bien entendu, la description qui précède n'est pas limitative, et l'invention peut être mise en oeuvre suivant d'autres variantes, sans que l'on sorte de son cadre.

## REVENDICATIONS

1. Dispositif pour la commande d'une pompe à sang répondant aux variations du débit de sang, caractérisé par une pompe à sang pouvant être connectée à une source de courant électrique pour faire circuler le sang à travers un système extracorporel d'hémodialyse et un dispositif pour  
5 faire varier le courant électrique interposé entre la source de courant et la pompe à sang pour faire varier sélectivement et de façon continue le courant électrique envoyé à la pompe à sang à partir de la source de courant, la valeur de la variation étant proportionnelle au débit de sang en amont de la pompe à sang.
- 10 2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le dispositif pour faire varier le courant comporte un transducteur connecté à une canalisation pour le sang conduisant le sang du patient à la pompe à sang, ce transducteur produisant un signal électrique représentant la disponibilité du sang pour la pompe, le dispositif comportant  
15 un comparateur pour comparer le signal du transducteur à un signal de référence prédéterminé et pour produire un signal sortant proportionnel, et un dispositif commutateur répondant au signal sortant du comparateur pour produire un train d'impulsions périodiques, la durée de chaque impulsion étant proportionnelle au signal sortant du comparateur et la vitesse de  
20 la pompe à sang étant une fonction directe de la durée des impulsions.
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que le transducteur constitue un dispositif d'établissement de moyenne pour établir la moyenne des pressions systoliques et diastoliques.
- 25 4. Dispositif selon revendication 2 ou 3, caractérisé par un dispositif détecteur pour détecter la pression négative du sang en amont de la pompe, le dispositif commutateur comportant un dispositif pour (a) produire une impulsion de durée moyenne quand le signal sortant proportionnel est à un niveau de référence initiale représentant une pression négative du sang, (b) réduire la durée de l'impulsion quand le signal sortant proportionnel indique un débit réduit du sang du patient, représenté  
30 par une augmentation de la valeur négative de la pression du sang, et (c) augmenter la durée de l'impulsion quand le signal sortant proportionnel indique un débit augmenté du sang du patient, représenté par une valeur négative réduite de la pression du sang.

5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que le dispositif commutateur comporte un dispositif pour fermer le circuit entre la pompe et la source de courant correspondante pendant la durée de chaque impulsion.

5 6. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 2 à 5, caractérisé en ce que le comparateur comporte un amplificateur opérationnel.

10 7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé par un dispositif pour arrêter le fonctionnement de la pompe à sang quand le débit de sang tombe en dessous d'une valeur prédéterminée.

15 8. Dispositif de commande pour une pompe à sang répondant aux variations du débit de sang, caractérisé par une pompe à sang pour faire circuler le sang à travers un système extracorporel d'hémodialyse à travers une canalisation pour le sang, la pompe à sang pouvant être connectée à une source de courant, un dispositif de couplage interposé électriquement entre la source de courant et la pompe à sang et comportant un dispositif pour connecter de façon détachable la pompe à sang à la source de courant, un dispositif détecteur dans la canalisation pour le sang pour contrôler  
20 la disponibilité de sang extracorporel vers la pompe, en amont de la pompe, et un dispositif de réponse répondant au dispositif détecteur pour faire varier sélectivement de façon continue le courant électrique fourni à la pompe à sang par la source de courant, la valeur de la variation étant constamment proportionnelle au débit de sang extracorporel en amont de la pompe  
25 à sang, pendant la dialyse.

FIG. 1

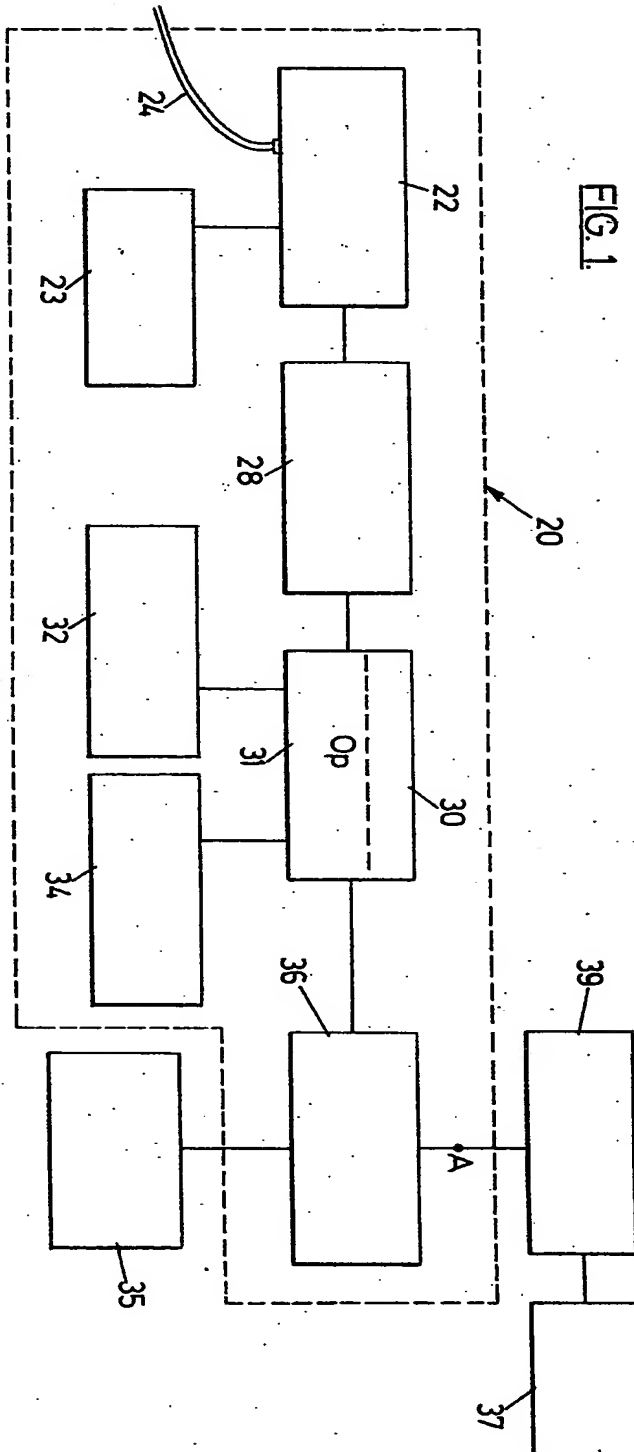
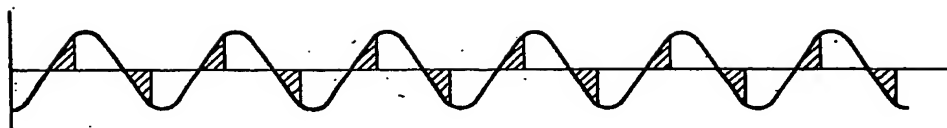
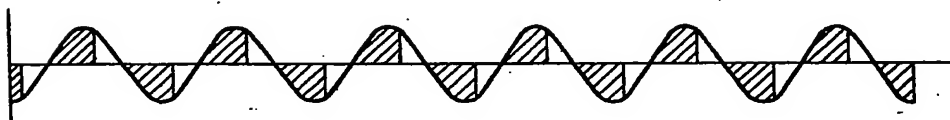


FIG.2.FIG.3.

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**